Aus der Chirurgischen Universitätsklinik Freiburg i. Br.

Direktor: Professor Dr. med. H. Krauss

Die schräge S-förmige Gefäßnaht

Inaugural-Dissertation

zur

Erlangung der Medizinischen Doktorwürde

einer

Hohen Medizinischen Fakultät

der

Albert-Ludwigs-Universität zu Freiburg i. Br.

vorgelegt von

MARLIES LEIWESMEYER aus DELBRÜCK

1961

R. UNIV.
BIBLIOTHEEK
LEIDEN

Dekan: Professor Dr. med. H. Krauss

Referent: Professor Dr. med F. Kümmerle

Sonderdruck
aus „Der Chirurg", 31. Jahrgang, 8. Heft, August 1960, S. 355—360
Springer-Verlag, Berlin · Göttingen · Heidelberg

Die schräge S-förmige Gefäßnaht

Von Dr. G. METZ und cand. med. M. LEIWESMEYER
Aus der Chirurgischen Universitätsklinik Freiburg im Breisgau (Direktor: Prof. Dr. med. H. KRAUSS)

Mit 11 Textabbildungen

Nachstehend wird eine neue schräge Gefäßnaht beschrieben, die gegenüber den bisherigen geraden Gefäßnähten wesentliche Vorteile hat. Zur Erprobung wurden vergleichende Belastungsversuche durchgeführt.

I. Bisherige Gefäßnahttechniken

A. Gerade Nahttechniken. Die erste Gefäßnaht wurde von HALLOWEL (1759) ausgeführt. Er stach gerade Nadeln in die Gefäßenden ein und vereinigte diese mit

einem Faden durch Achtertouren. Die erste eigentliche Naht einer verletzten Arterie geht auf v. Horoch (1888) zurück. Seine Technik bestand in Einzelknopfnähten aus Seide. Heidenhain (1894) vereinigte erstmals am Menschen eine völlig durchtrennte Arterie durch eine Naht. Jassinowski (1889) beschreibt eine Nahttechnik, die im Gegensatz zu v. Horoch nur durch die beiden äußeren Wandschichten geht, um die Intima zu schonen und damit Thrombosen, End-

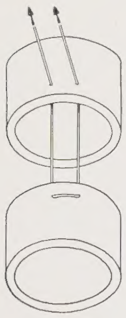
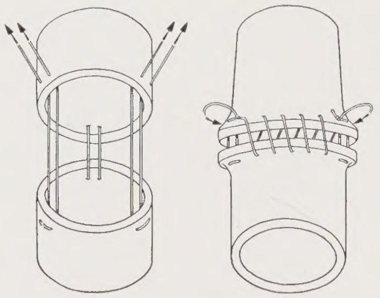


Abb. 1



a b

Abb. 2 a u. b

Abb. 1. Einzel-U-Stich. (Jaboulay u. Briau 1896). — Abb. 2 a u. b. Naht nach Carrel. a Einzel-U-Stiche zum Auskrempeln und als Haltefäden. b Dazwischen fortlaufende überwendliche Naht

arteriitiden und Heilungsverzögerungen durch Endothelschädigungen zu vermeiden. Dörfler (1899) zeigte te jedoch, daß eine solche Umgehung der Intima zur Thromboseverhinderung nicht erforderlich ist; er legte Einzelknopfnähte durch alle Wandschichten. Jakobsthal (1900) und später Jensen (1903) konnten nachweisen, daß sogar quer durch das Gefäßlumen gelegte Fäden keine Thrombosen verursachen.

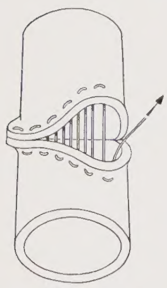
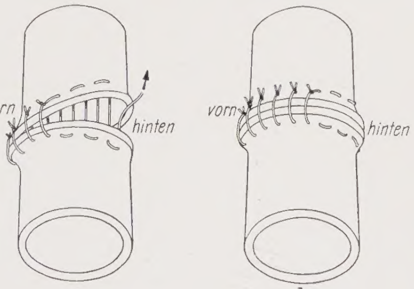


Abb. 3



a b

Abb. 4 a u. b

Abb. 3. Fortlaufende U-Naht (Matratzennaht). (Clermont u. Dorance 1906). — Abb. 4 a u. b. Naht nach Crafoord (1944). a Hinterwand: fortlaufende U-Naht. b Vorderwand: Einzelknopfnähte

Von den Autoren der Jahrhundertwende wurden 3 Grundforderungen für eine Gefäßnaht aufgestellt, die heute noch Gültigkeit haben.

1. Eine genaue Adaptation der zu vereinigenden Gefäßenden unter Vermeidung einer seitlichen Verschiebung, damit keine Einengung des Lumens entsteht.

2. Eine exakte, jedoch nicht zu starke Auskrempelung der Wundränder, damit zwar an allen Stellen Intima an Intima zu liegen kommt, aber keine Verengerung der Nahtstelle auftritt.

3. Eine gewebeschonende Ausführung der Naht mit runden, atraumatischen Nadeln, Seide, weichen gummiarmierten Gefäßklemmen und Schutz vor Austrocknung.

Ein wesentlicher Fortschritt der Gefäßnahttechnik war der Einzel-U-Stich von Jaboulay und Briau (1896), der von selbst eine gute Auskrempelung der Wundränder ergibt (Abb. 1).

Jensen (1901) empfiehlt 2 U-Stiche zum Auskrempeln für eine fortlaufende überwendliche Naht. Carrel (1902), nach dem diese Technik allgemein benannt wird, nimmt 3 U-Stiche zum Auskrempeln und als Haltefäden und vereinigt die evertierten Gefäßränder dazwischen ebenfalls durch eine fortlaufende überwendliche Naht. Von jedem U-Stich wird der eine Faden für die fortlaufende Naht und der andere zum Verknüpfen verwandt (Abb. 2).

Eine weitere Modifikation dieser Technik ist die fortlaufende U-Naht oder Matratzennaht (Abb. 3) nach Clermont (1901) und Dorrance (1906), über die zur Sicherung noch zusätzlich eine fortlaufende überwendliche Naht gelegt wurde.

Wegen ihrer großen Sicherheit wird sie heute vielfach bei der Naht der Aorta verwandt (Gross, Adams, Rutledge, Souders, Callow, Welch). Blalock (1944) hat dieses Nahtverfahren nochmals abgewandelt, indem er die Hinterwand-Matratzennaht erst nach Ausführung aller Hinterwandstiche fest anzieht. Die Vorderwand wird anschließend, an beiden Seiten beginnend, zur Mitte hin genäht und dort verknotet.

Die fortlaufenden Nähte — mit und ohne U-Stiche — ergaben zwar gute Resultate (Stich, Makkas, Dowmann, Nylin, Smith), jedoch wird durch den zirkulären Faden eine Stenosebildung begünstigt. Für die Vereinigung jugendlicher Gefäße ist diese Naht besonders ungünstig, weil der fortlaufende Faden ein Mitwachsen der Nahtstelle behindert und dadurch eine relative Einengung bewirkt (Keefer, Gleen, Dotter).

Shumacker und Lowenberg u. a. (1948—1951) haben die Ergebnisse mit den verschiedenen Nahttechniken verglichen. Dabei zeigte sich, daß mit der fortlaufenden U-Naht und den Einzelknopfnähten die besten Resultate zu erzielen waren. Die U-Naht ergibt die sicherste Fixierung der Auskrempelung, die bei der einfachen fortlaufenden überwendlichen Naht infolge der Gefäßlängsspannung wieder in eine Streckung übergeht. Die Einzelknopfnähte verringern die Gefahr einer massiven Blutung, wie sie beim Einreißen der fortlaufenden Naht auftritt. Die Entstehung einer Stenose bei zu starkem Anziehen des fortlaufenden Fadens und auch infolge Wachstumsbehinderung jugendlicher Gefäße wird durch Einzelknopfnähte ebenfalls vermieden.

Diese beiden Vorteile der U-Naht und der Einzelknopfnähte verwendet Crafoord (1944) bei seiner Nahttechnik für die Operation der Aortenisthmusstenose, die hauptsächlich an Jugendlichen vorgenommen wird: Naht der Hinterwand der Aorta mit fortlaufender U-Naht, da Einzelknopfnähte an dieser Stelle aus technischen Gründen oft schwierig auszuführen sind; Naht der Aortenvorderwand mit Einzel-U-Stichen oder Einzelknopfnähten (Abb. 4).

Eine Neuerung der Gefäßnahttechnik wird von Androssow (1950) beschrieben: Die Gefäßenden werden nicht durch Naht vereinigt, sondern durch dünne Metallklammern, die mit einem Heftapparat nach Gudow durch die ausgekrempelten Gefäßenden gelegt werden.

B. Nahttechnik nach Holmann. Zur Erweiterung des Gefäßdurchmessers an der Nahtstelle wurde von Holmann folgende Technik angegeben: Gerade Naht

der Gefäßhinterwand, Z-Plastik der Vorderwand (Abb. 5 nach SAEGESSER, spezielle, chirurgische Therapie).

II. Nachteile der bisherigen Gefäßnahttechniken

Die aufgezählten Verbesserungen der Nahttechnik haben die nahtbedingten Komplikationen bei Eingriffen an den Gefäßen zwar wesentlich herabgesetzt, zwei wichtige Mängel bestehen jedoch weiterhin.

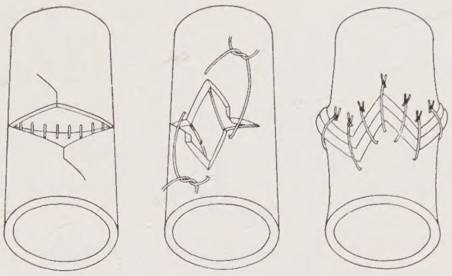
A. Nachteile der geraden Nahttechniken. 1. Stenosen. Durch Einzelknopfnähte oder Einzel-U-Stiche lassen sich zwar die oben beschriebenen Nachteile der fortlaufenden Nähte, die Einengung der Nahtstelle durch einen zu fest angezogenen Faden oder durch Wachstumsbehinderung verringern, jedoch nicht völlig beheben. Auch bei sorgfältiger Ausführung kann die Stelle der Naht nie weiter sein als der ursprüngliche Gefäßdurchmesser. In der Regel ergibt sich jedoch auch bei Einzelknopfnähten und insbesondere bei Einzel-U-Stichen eine zumindest geringfügige Einbuchtung der Gefäßwand beiderseits der Stichreihen. Hinzu kommt eine Fibrinablagerung an der Nahtstelle, bedingt durch ihre Unebenheit, und damit eine zusätzliche Einengung des Gefäßlumens.

2. Dehiszenzen und Rupturen. Die häufigsten und bedrohlichsten Komplikationen der Gefäßnähte sind nach wie vor Nahtdehiszenzen und -rupturen. Nach einer Zusammenstellung von KARNELL, CRAFOORD und BRODEN bilden sie die häufigste Todesursache bei der Operation der Aortenisthmusstenose (Tabelle 1 aus Handbuch der Thoraxchirurgie II, 1958; Hrsg.: E. DERRA).

Zu den 4 Nahtriß-Todesfällen, die in der Tabelle angeführt sind, kommen noch 4 weitere Fälle von Nahtinsuffizienzen hinzu: 2 wurden mit Erfolg nachoperiert, bei 2 weiteren entstanden Aortenaneurysmen.

Diese relativ große Zahl von Zwischenfällen, die auf ein Versagen der Naht zurückzuführen sind, zeigt, daß auch bei bester Ausführung mit der heutigen Nahttechnik nicht in allen Fällen die erforderliche Nahtfestigkeit zu erzielen ist.

LOWENBERG und SHUMACKER (1949) untersuchten experimentell die Ursachen der Gefäßnaht-Insuffizienzen. Sie zeigten, daß die Gefäßnähte schon bei relativ geringem Längszug einreißen. In den ersten Tagen nach der Operation halten die Nähte lediglich $^1/_3$ der normalen Gefäßlängsspannung und am Ende der 2. Woche nur $^3/_4$ des normalen Längszuges. Gegenüber der Zugbeanspruchung spielt die Dehnung des Gefäßes während des systolischen Blutdruckes nur eine



a b c

Abb. 5a—c. Z-Plastik nach HOLMANN. a Hinterwand: gerade Naht. b Vorderwand: Z-Schnitt. c Vorderwand: Z-Naht

untergeordnete Rolle. Ohne gleichzeitigen Längszug hält die Naht sofort nach der Operation den systolischen Blutdruck aus. Daraus ergibt sich, daß die Zugfestigkeit der gebräuchlichen Nahttechniken vielfach nicht ausreicht, insbesondere, wenn durch Überbrückung eines Defektes und die Auskrempelung der Gefäßenden eine Längsspannung auftritt, die über den normalen Bereich hinausgeht.

B. Nachteile der Holmannschen Nahttechnik. Die Z-Plastik nach HOLMANN vermeidet zwar die Einengung der Nahtstelle, sie hat jedoch folgende Nachteile: Sie ist schnitt- und nahttechnisch schwierig auszuführen. Die Auskrempelung ist erschwert, weil nur kurze Strecken dafür zur Verfügung stehen. Die

Tabelle 1

Jahr	Zahl d. Op.	Zahl d. Todesfälle	Nahttechnik	Nahtrisse	Blutungen anderer Ursache	Kammerflimmern	Andere Ursachen
1944	2	0	anatomisch	—	—	—	—
1945	4	0	anatomisch	—	—	—	—
1946	9	2	anatomisch	♂ 25 J. Tod 27 Tage post op.	♂ 24 J. Tod am Operationstag, Stenose im unteren Aortenteil	—	—
1947	9	0	anatomisch	—	—	—	—
1948	11	1	anatomisch	♂ 20 J. Tod 5 Monate post op.	—	—	—
1948	3	0	auskrempelnd	—	—	—	—
1949	11	0	auskrempelnd	—	—	—	—
1950	31	2	auskrempelnd	♂ 10 J. Tod 20 Tage post op.	—	—	♂ 8 J. Tod 40 Tage post op. Periart. nodosa
1951	15	2	auskrempelnd	♂ 24 J. Tod 5 Monate post op.	♂ 21 J. Tod am Operationstag	—	—
1952	20	0	auskrempelnd	—	—	—	—
1953	17	2	auskrempelnd	—	—	♂ 20 J. Tod am Operationstag subakute Endokarditis	♂ 21 J. Tod am Operationstag Operationsschock
1954	30	0	auskrempelnd	—	—	—	—
1955	25	1	auskrempelnd	—	♀ 10 J. Tod durch Hämothorax	—	—
1956	10	0	auskrempelnd	—	—	—	—
	197	10		4	3		2

exakte Vereinigung von Intima mit Intima ist in den spitzwinkligen Ecken nur unter sehr großen Schwierigkeiten auszuführen. An diesen Ecken ergibt sich außerdem eine geringere Abdichtung des Gefäßes.

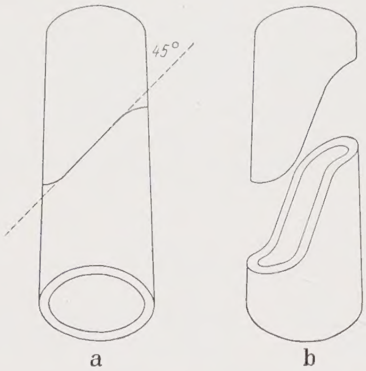


Abb. 6a u. b. Schräge S-förmige Schnittführung

III. Die schräge S-förmige Gefäßnaht

Zur Vermeidung der beiden wichtigsten Nachteile der bisherigen Gefäßnähte, der zu geringen Zugfestigkeit und der Gefahr der Stenosierung, wurde von

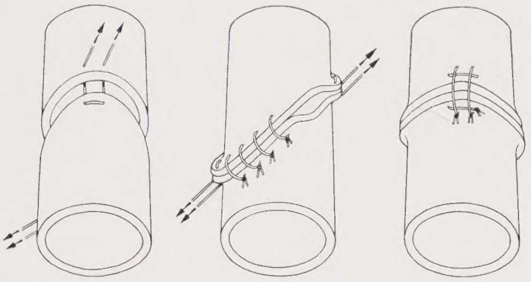


Abb. 7a—c. Angewandte Nahttechnik. a Einzel-U-Stiche zum Auskrempeln und als Haltefäden. b Dazwischen Einzelknopfnähte. c Übernähter U-Stich

Metz die schräge Gefäßnaht vorgeschlagen und von Leiwesmeyer die beste Schnittführung und Nahttechnik ermittelt und im Belastungsversuch an Gummischläuchen und an Tieraorten geprüft.

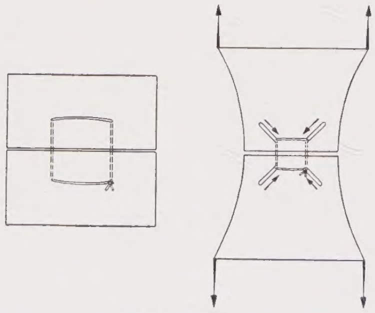


Abb. 8. Einzel-U-Stich bei Zugbelastung

A. Beschreibung. 1. Physikalische Voraussetzungen. Bei einer Gefäßnaht ist die Zugkraft, die auf den einzelnen Faden entfällt umgekehrt proportional der Anzahl der Fäden, d. h. je mehr Fäden, desto geringer die Zugbelastung des einzelnen Fadens. Eine Gefäßnaht reißt jedoch nicht im Faden, sondern fast ausschließlich infolge Durchschneidens des Fadens durch den Geweberand zwischen Einstichstelle und Gefäßende. Die Gefahr dieses Durchschneidens ist — abgesehen von der Fadenstärke, die nicht wesentlich verändert werden kann — von der Zugkraft des einzelnen Fadens abhängig und somit bei zunehmender Fadenzahl geringer.

Bei gerader Schnittführung — d.h. senkrecht zur Gefäßlängsachse — ist die Anzahl der Fäden dadurch begrenzt, daß der Abstand zwischen den einzelnen Stichen nicht weiter verkleinert werden kann als etwa 1 mm. Die Anzahl der Stiche läßt sich nur durch Verlängerung der Schnittlinie vergrößern. Die einfachste Verlängerung ist der schräge Schnitt.

Durch diesen schrägen Schnitt wird außerdem die Gefahr einer Stenosierung vermieden. Die Durchflußöffnung in Nahtebene wird nicht wie bei der geraden Naht gegenüber dem Gefäßdurchmesser verengert, sondern erweitert. Bei einer schrägen Naht von 45° zur Gefäßlängsachse ist die Durchflußöffnung in Nahtebene genau doppelt so groß wie bei der geraden Naht, da sich die Fläche eines Kreises zu der Fläche der entsprechenden Ellipse von 45° wie 1:2 verhält.

2. Schnittwinkel. Die Nahtlinie ist um so länger, je steiler sie zur Längsachse des Gefäßes verläuft. Ein zu steiler Winkel ist jedoch von Nachteil, weil er einen zu großen Defekt bei Resektionen bedingt und zu spitze Ecken ergibt mit erschwerter Auskrempelung, Einbuchtungen der Gefäßwand in das Lumen beiderseits dieser Ecken und einer verminderten Abdichtung des Gefäßes an diesen Stellen. Ein Winkel zwischen 40° und 50° ist am günstigsten.

3. Schnittform. Durch eine S-förmige Schnittführung (Abb. 6), die an ihrem Anfang und Ende senkrecht zur Gefäßlängsachse verläuft, wird das Entstehen solcher ungünstiger Ecken vermieden.

4. Nahttechnik. Die beiden Gefäßenden werden zunächst am Anfang und Ende der S-förmigen Schnittlinie durch 2 U-Stiche vereinigt, die als Haltefäden und zum Auskrempeln dienen. Die Vereinigung der dazwischenliegenden Gefäßränder erfolgt mit Einzelknopfnähten. Die beiden U-Stiche werden durch je 2 Einzelknopfstiche übernäht (Abb. 7).

Wir bevorzugen die Einzelknopfnähte an Stelle der Einzel-U-Stiche, weil bei letzteren sowohl bei Längszug als auch bei Dehnung des Gefäßes durch die Pulswelle eine Annäherung der beiden Stichkanäle verursacht wird mit der Gefahr des Einreißens der dazwischenliegenden Gewebebrücke (Abb. 8).

B. Belastungsprüfungen. 1. Allgemeines. Nach Lowenberg uns Shumacker ist die Güte einer Gefäßnaht hauptsächlich von ihrer Belastbarkeit bei Längszug abhängig, da die Dehnung des Gefäßes durch den systolischen Blutdruck die Naht nicht wesentlich beansprucht.

Unsere Versuche waren deshalb Belastungsprüfungen auf Längszug zum Vergleich der Zerreißgrenzen der bisherigen geraden und der neuen schrägen Gefäßnaht.

2. Methodik. Die Belastungsversuche wurden wie folgt ausgeführt (Abb. 9): Ein Stück eines Gummischlauches bzw. einer Aorta von etwa 15 cm Länge wurde in der Mitte durchtrennt und durch eine schräge bzw. gerade Naht wieder vereinigt. Oben und unten wurde in das Schlauchstück eine Fadenrolle eingebunden. Das obere Ende wurde an einem Stativ befestigt, am unteren Ende wurde ein Plastikeimer angehängt und so lange mit Wasser gefüllt, bis die Naht einriß, um das Zerreißgewicht festzustellen.

a) Qualitative Belastungsprüfungen. Zur Orientierung wurden zunächst 6 Zerreißproben durchgeführt, bei denen im gleichen Schlauchstück, mit gleicher Nahttechnik und gleichem Stichabstand von etwa 1—2 mm eine gerade und eine schräge Naht angebracht waren. Es riß in allen Fällen zuerst die gerade Naht.

b) Quantitative Belastungsprüfungen. Die genaue Zugfestigkeit der geraden und schrägen Naht in Kilogramm wurde durch Versuche an Gummischläuchen sowie an Hunde-, Kälber- und Rinderaorten ermittelt. Jedes Schlauchstück wurde zunächst in der Mitte S-förmig, schräg unter einem Winkel von 45^0 zur Gefäßlängsachse durchschnitten, nach der oben angegebenen Methode genäht und bis zum Zerreißen belastet. Danach wurden die ausgerissenen Enden abgeschnitten, durch eine gerade Naht wieder vereinigt und erneut bis zum Nahtriß belastet.

Der Stichabstand betrug bei den Gummischläuchen, Hunde- und Kälberaorten 5 mm und bei den Rinderaorten 10 mm. Er mußte verhältnismäßig groß gewählt werden, weil bei dem üblichen Abstand von etwa 1 mm die Haltbarkeit der schrägen Naht bereits über der des Materials lag.

C. Ergebnisse der Belastungsprüfungen. 1. Bei indifferentem Material (Tabelle 2). Die Tabelle 2 zeigt, daß bei den Versuchen an Gummischläuchen die Zugfestigkeit der Naht genau proportional mit der Stichzahl zunimmt, wie es rechnerisch zu fordern ist.

2. Bei Tieraorten (Tabelle 3). Die Tabelle 3 zeigt, daß bei den Versuchen an Tieraorten die Zugfestigkeit der Naht nicht genau proportional mit der Stichzahl zunimmt. Dies ist dadurch bedingt, daß die Aorten gegenüber dem indifferenten Material vereinzelte Wandstellen mit geringerer Haltbarkeit aufweisen, besonders an Abgängen kleiner Gefäße, die ein vorzeitiges Durchschneiden des Fadens an dieser Stelle verursachen können. Die Vergrößerung der Zugfestigkeit liegt dadurch unter der der Stichzahl.

Bei den Aortenversuchen ist die Erhöhung der Zugfestigkeit aus folgenden Gründen trotzdem größer als bei den Versuchen an Gummischläuchen: Bei den Gummischläuchen gleicher Weite wurden Schnittwinkel und S-Form genau nach einer Schablone vorgezeichnet, während bei den Aorten verschiedener Weite nur der 45^0-Winkel gemessen, die S-Form jedoch nach Augenmaß geschnitten wurde. Dadurch wurde die S-Linie der Aorten etwas länger als bei den Gummischläuchen. Durch diese zusätzliche Schnittverlängerung ist die Zunahme der Stichzahl und Zugfestigkeit bei den Aortenversuchen relativ größer.

Tabelle 2. *Gummischläuche*

	Gerade Naht		Schräge Naht	
	Stichzahl	Zugfestigkeit kg	Stichzahl	Zugfestigkeit kg
1	15	5	19	6,5
2	15	9,5	19	12
3	15	9,2	19	11,5
4	15	7,5	19	9,5
5	15	6,5	19	8
6	15	6,5	19	8
7	15	5,8	19	7,5
8	15	6,5	19	8,2
9	15	7	19	9
10	15	8	19	10
11	15	7,2	19	9
12	15	7	19	8,8
M	15	7,1	19	9
Zunahme gegenüber der geraden Naht in %			21	21

Tabelle 3. *Aorten*

	Gerade Naht		Schräge Naht		
	Stichzahl	Zugfestigkeit kg	Stichzahl	Zugfestigkeit kg	
1	13	2	19	3,2	Hund
2	10	2,5	15	3,5	Hund
3	9	3	14	4,3	Kalb
4	9	3	14	4,6	Kalb
5	9	3,2	14	5	Kalb
6	9	2	14	3	Kalb
7	9	3	14	4,5	Kalb
8	9	6	14	9	Rind
9	9	6	14	9,2	Rind
10	9	6	14	9,4	Rind
11	9	6	14	9	Rind
12	9	5	14	7	Rind
M	9,4	4	14,5	6	
Zunahme gegenüber der geraden Naht in % . . .			35,2	33,4	

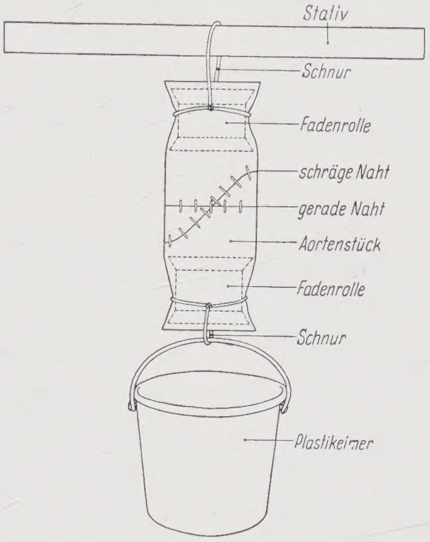


Abb. 9. Versuchsanordnung

D. Vorteile der schrägen S-förmigen Gefäßnaht. Die schräge S-förmige Gefäßnaht vermeidet die beschriebenen Nachteile der herkömmlichen geraden Gefäßnaht und bietet im einzelnen folgende Vorteile:

1. Größere Zugfestigkeit. Die Belastungsfähigkeit auf Zug ist bei der schrägen Gefäßnaht an indifferentem Material um 21 %, an Aorten um 33,4 % größer als bei den entsprechenden geraden Nähten.

2. Größere Dichtigkeit. Bei gleicher Belastung unterhalb der Zerreißgrenze der herkömmlichen Gefäßnaht ergibt die schräge Technik eine wesentlich bessere Abdichtung als die gerade (Abb. 10).

3. Geringere Belastung der Naht durch die Pulswelle. Bei der schrägen Naht belastet das Maximum der Pulswelle nicht wie bei der geraden Gefäßnaht alle Nahtpunkte gleichzeitig, sondern nur 2 gegenüberliegende Nahtstellen. Der übrige Gefäßumfang ist intakte Gefäßwand, die der Pulswelle elastisch nachgeben kann.

4. Keine Stenosierung. Die Durchflußöffnung in Nahtebene beträgt bei der schrägen Naht von 45° das Doppelte des Gefäßdurchmessers.

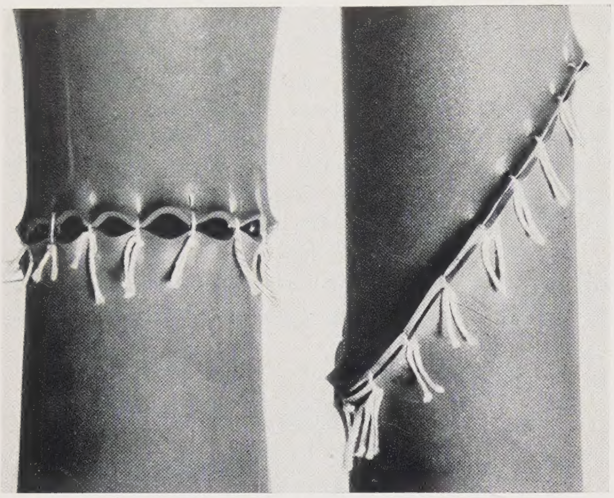
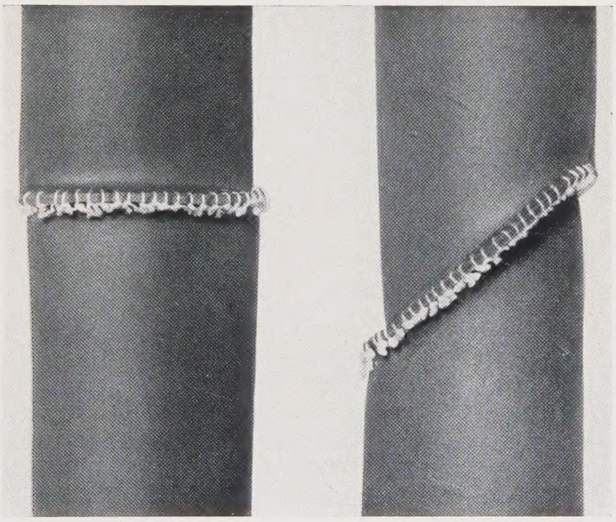


Abb. 10. Bessere Abdichtung der schrägen Gefäßnaht gegenüber der geraden Naht bei gleicher Zugbelastung von 3,5 kg



a b

Abb. 11a u. b. a Herkömmliche gerade Gefäßnaht. b Schräge S-förmige Gefäßnaht

5. Leichteres Auskrempeln der Gefäßenden. Bei der schrägen Gefäßnaht ist das Auskrempeln der Gefäßenden erleichtert, weil dafür längere Strecken zur Verfügung stehen und die ringförmigen Strukturen der Gefäßwand, die der Auskrempelung entgegenwirken, mindestens an einer Stelle der Zirkumferenz durchtrennt sind.

E. Nachteile der schrägen S-förmigen Gefäßnaht. 1. Größerer Materialverlust beim Überbrücken eines Defektes. Beim Überbrücken eines Defektes ist der Verlust an intakter Gefäßwand größer als bei der geraden Naht. Bei der Verwendung von Gefäßprothesen, durch welche die Operationsergebnisse nicht beeinträchtigt werden (Kremer 1959), besteht dieser Nachteil nicht.

2. Längere Dauer der Ausführung. Durch die vermehrte Anzahl von Stichen dauert die Ausführung der schrägen Gefäßnaht länger, jedoch wird dies durch das erleichterte Auskrempeln der Gefäßenden zum Teil wieder aufgewogen.

IV. Schlußfolgerungen

Die Arbeit beschreibt eine schräge S-förmige Gefäßnaht (Abb. 11b), die gegenüber der bisherigen geraden Naht (Abb. 11a) folgende Vorteile hat: Sie ist leicht auszuführen, die Durchflußöffnung in Nahtebene beträgt das Doppelte des Gefäßlumens, Stenosen werden dadurch vermieden. Sie wird durch die Pulswelle weniger belastet, dichtet das Gefäß besser ab und ergibt eine Zunahme der Zugfestigkeit, die im Belastungsversuch an Tieraorten 33,4% betrug.

Literatur. Adams, Rutledge, and Souders: J. Amer. med. Ass. **139** (1949). — Androssow: Sowjetunion **7**, 26 (1950). — Blalock: Ann. Surg. **119**, 445 (1944). — Surg. Gynec. Obstet. **87**, 385 (1948). — Callow and Welch: Surg. Gynec. Obstet. **90**, 77 (1950). — Carrel: Bull. Johns Hopk. Hosp. **18**, 18 (1906). — J. exp. Med. **9**, 226 (1907); **15**, 389 (1912). — Ann. Surg. **52**, 462 (1916). — Clermont: Presse méd. **1**, 229 (1901). — Crafoord: J. thorac. Surg. **14**, 347 (1945). — Derra, E.: Handbuch der Thoraxchirurgie, Bd. II. 1958. — Dörfler: Bruns' Beitr. klin. Chir. **25**, 3 (1899). — Dorrance: Ann. Surg. **44**, 409 (1906). — Gross: Surg. Gynec. Obstet. **86**, 756 (1948). — J. Amer. med. Ass. **139**, 285 (1949). — Ann. Surg. **134**, 4 (1951). — Heidenhain: Zbl. Chir. **22**, 49 (1895). — Horoch v.: Allg. Wien. med. Ztg **22** (1888). — Jaboulay et Briau: Lyon méd. **87** (1896). — Jakobsthal: Bruns' Beitr. klin. Chir. **27**, 229 (1900). — Jassinowski: Langenbecks Arch. klin. Chir. **42**, 816 (1891). — Jensen: Langenbecks Arch. klin. Chir. **69**, 938 (1903). — Keefer, Gleen and Dotter: Ann. Surg. **6**, 134 (1951). — Kremer: Zbl. Chir. **12**, 742 (1958). — Germ. med. Monthly **10**, 341 (1959). — Lowenberg and Shumaker: Arch. Surg. (Chicago) **59** (1949). — Nylin: J. thorac. Surg. **14**, 347 (1945). — Saegesser: Spezielle chirurgische Therapie, 5. Aufl. 1957. — Shumacker and Lowenberg: Surgery **24**, 79 (1948). — Surg. Gynec. Obstet. **93**, 491 (1951). — Smith: Surgery **18**, 627 (1945). — Stick, Makkas u. Dowmann: Bruns' Beitr. klin. Chir. **54**, 113 (1907).

Druck der Universitätsdruckerei H. Stürtz AG., Würzburg

Lebenslauf

Am 16. Dezember 1936 wurde ich, Marlies Leiwesmeyer, als Tochter des Landwirts Heinrich Leiwesmeyer und seiner Ehefrau Elisabeth geb. Fraune-Kroos in Delbrück Kreis Paderborn geboren.

Nach der Volksschule von Herbst 1942 bis Ostern 1947 besuchte ich das neusprachliche Mädchengymnasium in Paderborn. 1956 machte ich mein Abitur. Bis zum Physikum im Juli 1958 studierte ich in Göttingen. Die anschließenden klinischen Semester war ich in Freiburg. Von September 1959 bis März 1960 fertigte ich in der Chirurgischen Universitätsklinik unter Leitung von Herrn Dr. med. G. Metz die vorliegende Arbeit an.